

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公表特許公報 (A)

(11) 特許出願公表番号

特表平9-503932

(43) 公表日 平成9年(1997)4月22日

(51) Int.Cl. <sup>4</sup>	識別記号	庁内整理番号	F I
A 6 1 C 19/04		7108-4C	A 6 1 C 19/04
A 6 1 B 8/00		0277-2J	A 6 1 B 8/00

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願平7-506309  
(86) (22) 出願日 平成6年(1994)8月10日  
(85) 翻訳文提出日 平成8年(1996)2月13日  
(86) 国際出願番号 PCT/GB94/01748  
(87) 国際公開番号 WO95/04506  
(87) 国際公開日 平成7年(1995)2月16日  
(31) 優先権主張番号 9316615.5  
(32) 優先日 1993年8月10日  
(33) 優先権主張国 イギリス (GB)  
(81) 指定国 EP(AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IE, IT, LU, M C, NL, PT, SE), JP, US

(71) 出願人 バテル, ビビン・チャンドラ・ムルジブハイ  
イギリス国ミドルセックス ユービー6・8キュービー, グリーンフォード, ユニータ・ドライブ 13  
(72) 発明者 バテル, ビビン・チャンドラ・ムルジブハイ  
イギリス国ミドルセックス ユービー6・8キュービー, グリーンフォード, ユニータ・ドライブ 13  
(74) 代理人 弁理士 湯浅 恭三 (外6名)

(54) 【発明の名称】 超音波による齦歯の検出法

(57) 【要約】

歯内部のむしり又はその他の異常を検出する方法及び装置である。一又は複数の超音波トランスデューサを含むプローブにより歯の接触走査が行われ、該プローブの作用面は、弾性的であり、歯の異なる形態に適合し得るようその形態を連続的に変化させることが可能である。超音波エコーの視覚的な記録は、健康な歯内部の正常な接触面を表示する、規則的で且つ連続的なパターンを発生させ得る構造とされており、このため、その記録の明確な不連続性及び不規則性が異常箇所の表示手段となる。

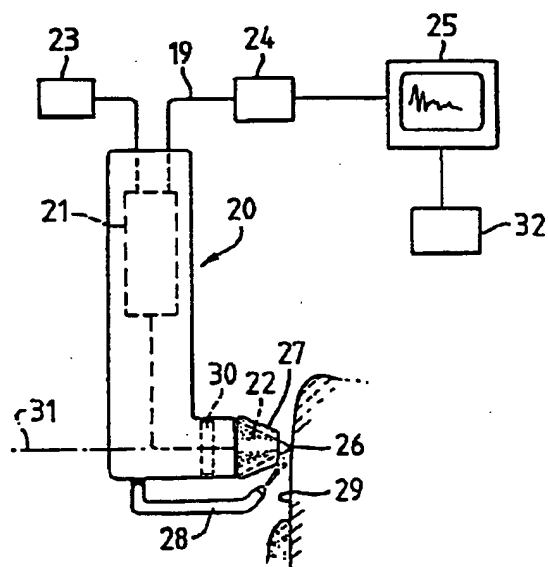


Fig. 2

**【特許請求の範囲】**

1. 歯内部のむしば又はその他の異常を検出する方法にして、

超音波エネルギー源を内蔵するプローブであって、歯の表面形態の変化に適合し得るよう弾性的にたわみ可能な前記プローブにより歯を接触走査する段階と、歯内のエコーを発生させる境界面から超音波エコーを受け取る段階と、

健康な歯内部の正常な境界面を表示する識別可能で規則的且つ連続的なパターンを発生させるのに十分、有限な走査範囲に亘って、エコーの視覚的記録を形成する段階と、

該異常状態の明らかな表示手段として、該記録における明確な不連続性及び不規則性を利用する段階とを備えることを特徴とする検出方法。

2. 請求の範囲第1項に記載の方法にして、前記受け取ったエコーが電子的に処理されて、VDU型式の記録を発生させることを特徴とする方法。

3. 請求の範囲第2項に記載の方法にして、前記記録がC-スキャン型式であることを特徴とする方法。

4. 請求の範囲第3項に記載の方法にして、前記記録が、歯の健康な部分内のエナメル／象牙質の境界面、及び象牙質／歯髓の境界面の少なくとも一方に対する、識別可能な規則的で連続し且つ直線状の表示手段を含むことを特徴とする方法。

5. 請求の範囲第4項に記載の方法にして、前記記録が、歯の外輪郭の少なくとも一部を表示する手段を含むことを特徴とする方法。

6. 請求の範囲第4項に記載の方法にして、異常を表示する手段として、前記直線状の境界面の表示が利用されることを特徴とする方法。

7. 請求の範囲第4項に記載の方法にして、前記直線状の境界面の任意の表示手段から分離した位置にて、前記記録に現れるエコーが、異常を表示する手段として利用されることを特徴とする方法。

8. 請求の範囲第1項に記載の方法にして、入力超音波信号の平均周波数が、前記記録を発生させるために、エコー信号が分析される周波数帯域よりも実質的に大きいことを特徴とする方法。

9. 請求の範囲第7項に記載の方法にして、前記入力超音波信号の平均周波数

が、15乃至25MHz、特に、18乃至20MHzの帯域内にあることを特徴とする方法。

10. 請求の範囲第7項に記載の方法にして、前記エコー信号の最高周波数が約5MHzであり、エコー信号の分析が、30MHz以下、特に、20MHzの周波数帯域を重点的に行われることを特徴とする方法。

11. 請求の範囲第1項に記載の方法にして、前記超音波エネルギー源が、二次元的アレーとして、規則的な形態に配置された複数の個々のトランスデューサを備えることを特徴とする方法。

12. 請求の範囲第11項に記載の方法にして、前記超音波エネルギー源が、異なる位置であるが、重なり合う位置にて、繰り返し歯に接近され、

該連続的な操作により発生されるエコーの重なり合う位置を識別する手段であって、これにより、連続的な操作にて受け取った全てのエコーを利用する複合的な視覚的記録を構成する前記手段が設けられることを特徴とする方法。

13. 請求の範囲第1項に記載の方法にして、適正な入射角及び／又は十分な力にて、前記プローブが歯に接近しているか否かを表示する作用可能な圧力センサを内蔵することを特徴とする方法。

14. 請求の範囲第1項に記載の方法にして、前記プローブが、患者のあごに関する位置を検出可能な機械的な手段であって、プローブが所定のパターンに従って正確に所定の歯を縦断し得るようにする前記機械的な手段を備えることを特徴とする方法。

15. 請求の範囲第1項に記載の方法にして、前記視覚的な記録が記憶され、これにより、その後の横断走査記録と比較するために該記録が呼び出し可能であるようにしたことを特徴とする方法。

16. 請求の範囲第5項に記載の方法にして、前記歯の外輪郭の表示手段が、操作者により選択され且つ記録内に供給された典型的な歯の形状を表現する電子的情報により、その少なくとも一部が提供されるようにしたことを特徴とする方法。

17. 超音波エネルギー源を有するプローブにして、請求の範囲第1項乃至第17項の何れかの項に従い、接触走査により歯内部のむしば又はその他の異常を検出

する方法を実行すべく、歯の表面の形状の変化に適合し得るよう弾性的にたわみ可能である面を有することを特徴とするプローブ。

18. 請求の範囲第17項に記載のプローブにして、前記たわみに応答可能な信号を発生させる歪み計又はその他の手段と、連続しているが、重なり合う走査により発生される前記信号を相関させる手段であって、重なり合う領域を識別し且つ連続的な走査の視覚的な記録を組み合わせることを可能にする前記手段とを備えることを特徴とするプローブ。

19. 請求の範囲第17項に記載のプローブにして、前記弾性的に歪み可能な表面が凹状に湾曲しており、その最小の曲率半径が、凸状に湾曲した走査すべき歯の最小の曲率半径よりも大きくないことを特徴とするプローブ。

**【発明の詳細な説明】****超音波による齲歯の検出法**

本発明は、むしば（dental caries）又はその他の異常を超音波で検出する技術に関する。この目的のために、超音波を使用する提案は、少なくとも30年前に為されている。例えば、1963年のサイエンス（Science）139、495-496頁におけるバウム（Baum）、グリーンウッド（Greenwood）、スラウオスキ（Slawski）その他による論文を参照のこと。その後の当該事項に関する論文は多数あり、1969年のArch. Oral Biol. 14、745-760頁におけるバーバー（Barber）、リーズ（Lees）、ローベン（Lobene）による論文、1988年のJ. Dent. 16、201-209頁、及び1989年のArch. Oral Biol. 34、341-345頁におけるヌー（Ng）による論文がある。特に、後の二つの論文は、確認されたむしば様（caries-like）の箇所を含む歯に対して超音波プローブを接近させ、そのプローブの出力を電子的に処理し、該当する箇所を識別することの出来る特徴を含む、VDU型式の記録を生じさせることが記述されている。しかしながら、かかる従来の刊行物は、一般に、歯医者が歯を検査して、齲歯を含むか否かを判断し、また、かかる齲歯の存在の有無を判断し、更に、齲歯が存在するならば、その場所がどこかを判断するために使用可能である、反復可能な方法を教示するものは皆無である。また、具体的な問題として、歯内部に伝送（照射）された超音波信号及び可視記録を発生させるためにその後処理されるエコー信号を際立たせるため、例えば周波数といった信号特性の異なる値を許容することにより、その処理過程の効率が向上するということを教示する刊行物は、皆無である。

また、本発明は、例えば、単一の検査装置に取り付けた超音波トランスデューサ・アレーにより歯列弓及びその他の歯の特性を検査することを教示する、欧州特許第0353209号に記載された型式の超音波検出技術と区別されるべきものである。しかしながら、この装置は、見掛けが堅固であること、また、見掛けが平坦で且つ堅固な、トランスデューサを支承する装置の前面と検査中の構造体との間に、実質的な結合媒体パッドを提供することが必要であることが明確に教示されている。本発明は、かかる刊行物により教示された堅固な装置及び歯／装置の離間距離により可能であると考えられるよりも、歯又はその他の歯構造体とブロー

ブとをより密接に接触させること、及びプローブによる歯の連続的なスキャンの結果を一層良く相関付けることを可能にしようとするものである。

本発明は、その内容が本明細書の開示に含まれると解釈されるべき請求の範囲の記載により規定されるが、以下に、概略図的な添付図面に関して、一例として説明する。添付図面において、

図1は、臼歯の断面図、

図2は、単一の超音波プローブ、及び関係付けられた電子的構成要素を示す図、

図3及び図4は、同一の歯内の健康な歯及び齲食（decayed）領域から得ることの出来る周波数帯域の異なるエコーを示すグラフ、

図5は、プローブ（図2に示すようなもの）を保持し且つ歯又は歯の群を横断するときに該プローブが所定の経路に従うことを可能にする機構の図、

図6は、複数の超音波トランスミッタ／レシーバ装置を含むプローブの図、

図7は、図6のプローブが歯の側壁に接近したときの臼歯の平面図、

図8は、図7に示した要素の平面図、

図9は、図7及び図8に関して説明したように、プローブを作動させることにより得られる歯のディスプレイ状態を示す図、

図10は、図6乃至図8に示したプローブの一つの変形例を使用する状態を示す図、

図11は、プローブ及び歯を断面図で示し、また、幾つの重要な寸法を表示する図である。

図1には、あごの線、歯根1を有する臼歯、咬合面2、及び典型的なエナメル質、象牙質及び歯髄領域3、4、5をそれぞれ含む面における縦断面図が示してある。線6は、この断面図で見たときのエナメル質／象牙質の境界面（インターフェース）の典型的な輪郭を示す一方、線7は、象牙質／歯髄の境界面のこれに対応する輪郭を示す。以下に説明するように、本発明は、最初に、健康な歯における臼歯又はその他における境界面6、7の輪郭は、不連続部分や不規則部分を伴わずに、典型的に平滑であるとの理解に基づくものである。第二に、超音波プローブにより歯を走査し（スキャンし）、視覚的な記録を生じさせ、その記録に

において、境界面がディスプレイ上における連続線として現れ、このため、ディスプレイの軸線からの線の距離は、接続面とプローブの横断する先端との間の距離と相関付けることが可能である。健康な歯から受け取ったエコーの記録は、典型的に、健康な接続面6、7を示す平滑で且つ略平行な二本の線のみから成る。これらの線の何れか一方が不連続であり、又は不規則であるならば、それぞれの境界面にむしばがあると推定することが出来る。また、歯のいずれの部分からかエコーがあれば、プローブからのある領域にてエナメル質又は象牙質のかたまり内で齧食が生じていると推定され、その部分は、歯の境界面の健康な部分とみられる範囲と比較することにより、推量可能である。

図2には、本発明に従って使用される持運び型のプローブの必須の構成要素、及び関係する構成要素が概略図で示してある。プローブ20は、該プローブの一端に取り付けられた「シュー (shoe)」22に使用可能に接続された超音波トランスミッター/レシーバ装置21を内蔵している。使用時、該装置21は、電源23により作動されて、超音波信号を歯に向けて伝送（照射）し、走査中に歯から受け取ったエコーを表す装置からの出力は、電子処理機構24により公知の方法で処理されて、VDU型式のディスプレイ25に表示される。かかる記録を形成するためには、シュー22の先端26は、適当な入射角度にて、走査中において歯の表面としっかりと接触した状態に保持し且つその表面を横断するようにしなければならない。先端26は、歯の変化する表面の形態に適合し得るように弾性的に撓み可能でなければならない。この特徴は、図11に関して説明する。システム内の不要なエコー及びその他の雑音を最小にするため、シュー22を、絶縁性スリーブ27内に收容して、シュー先端26のみが露出されたままであるようにすることが望ましい。該スリーブ27は、プラスチック状の性質を有し、シューに容易に接着するが、必要なときは変形して、入り難い空隙に先端26が入り得るようにすることが望ましい。先端26の付近に流体を噴霧して、該先端と走査中の歯の面(29)とが音響的に十分に結合されるように水、又はその他の適当な流体のジェット手段28が配置されている。また、例えば、局部的に付与されたフッ化物又はその他のゲルのようなその他の媒体を使用して、十分な音響的結合を促進させることも出来る。本発明によれば、該プローブは、シュー22に

機

械的に結合された、圧力センサ 30 を備えている。該センサは、シュー 22 の先端 26 が表面 29 に対して十分にしっかりと保持され、また、プローブの軸線 31 が表面 29 に対する垂線の約  $10^{\circ}$  の範囲に位置する状態にない限り、装置 21 による超音波信号の伝達及び受信を妨害する作用を果たす。これと代替的に、又はこれに加えて、センサ 30 が超音波信号を妨害する作用を果たしていることをユーザに警告する可聴・視覚的信号を発生させるようにしてもよい。

単一のトランスデューサを歯に接近させて、エコーを発生させ、このエコーにより、例えば、エナメル面、エナメル質と象牙質との接合部、歯髄と象牙質との接合部、健康な歯と齲食部分の接合部のような、対象とする境界面を識別する方法について、本明細書にて上述した。エコーの各々は、単一のトランスデューサによって伝送（照射）された個々の信号から生じる。このため、ディスプレイ 25 の出力は、当該技術分野で「A スキャン（走査）」として公知の種類のエコー、即ち、振幅、周波数の分布及び「経過時間」が変化する、一連のエコーとなる。以下の説明において、I は、速度に等しく、従って走査中の歯内における実際の距離に等しい、ディスプレイ I における時間-離間距離を意味するものとする。A スキャン（走査）の形態で表現したデータは、歯医者者が走査中の歯の構造体に関係付けることが難しいであろう。B スキャン（走査）ディスプレイは、一連の伝達信号を発生させる間に、単一のトランスミッタを直線状に動かすか、または、一連のトランスデューサを直線状に取り付け、各トランスデューサから一回の伝送（照射）で得られる A スキャン（走査）・ディスプレイを合計することにより得られる。当該技術分野において、特定面と正確に一致する歯の部分が健康であることを表示する形態にて、要素 25 で示すようなディスプレイ上に B スキャン（走査）の結果を表示する方法が十分に理解されており、この面は、単一のトランスデューサが沿って下方に動き、又は幾つかのトランスデューサ・アレーが沿って取り付けられる線を含む。同様に、専門家以外の者がかかるディスプレイを解釈することは難しく、また、実際には、単に二次元的ではなくて、三次元的にあらゆる齲食（むしば）の程度を知りたい歯医者にとって十分



ではない。これは、C-スキャン（走査）として当該技術分野で周知の型式のディスプレイにより提供され、このディスプレイは、例えば、線形アレーのトランス

スデューサを横断させ、また、その横断毎に一連の伝送（照射）を行うことにより得られるエコーを合計するか、又はこれと代替的に、複数のトランスミッタを格子状に又はその他の二次元的な形態にて取り付けることにより形成することが可能である。

図6には、歯医者が使用可能であり、上述の二つの代替的な方法の第二の方法にてC-スキャン（走査）情報を発生させることが出来るプローブ49が示してある。ハンドル50は、自在継手51により、可撓性で且つ弾性的なパッド52に接続されており、このパッドには、その各々が図2の要素21と同様であり且つ要素26と同様の作用先端を提供する、アレー、即ち複数のトランスデューサ53が格子状の形態で取り付けられている。トランスデューサ53の電気的入力及び出力導線は、線54で示すようにハンドル50内を適宜に伸長する。図6には図示しないが、図2の要素28と同様の手段を設けて、冷却流体を噴霧することが出来る。

理解され得るように、図6のパッド52は、略楕円形で、多少、皿状の形状をしている。典型的には、かかるパッドは、例えば、5乃至25mm<sup>2</sup>の表面積を有し、また、例えば、50又はそれ以上の個々のトランスデューサ53を支承している。図示した矩形のパッドの両側部に可能な長さは、例えば、それぞれ2mm、3mmとすることが出来、トランスデューサの各々は、例えば、200μ<sup>2</sup>の面積とする。このパッドは、可撓性であり、その作用面が、走査工程中の任意の時点でその全面、即ち接触する歯又はその他の構造体の表面に互って適合し得るようにたわみ可能であるが、また、弾性的であり、このため、走査の進行に伴って構造体の変化する形態に適合するように連続的に変化し、また、走査が終了したときに、その変形前の形状に復帰する。多くの材料、特に、歯科分野で既に周知であるシリコン・ゴムが特に適していると考えられ、これは、例えば、Espe GmbHによりリプロシル（REPROSIL）という名称で販売されているシリコン系の印象材料（impression material）材料がある。図11には、パッド52の皿状の作用

面55と、走査すべき対象物、例えば、歯の表面(29。図2を参照)との間の正確な適合性を促進する、機能部分が示してある。歯の表面が、その各々が凸状であり、略球状の輪郭をしているが、半径可変の連続した領域とみなし、及び作

用面55が凹状で、略球状の輪郭をしているみなす場合、静止したときの面55の球状の半径 $r$ は、表面29の最小の球状半径 $R$ よりも小さくなく、また、実質的には、その半径 $R$ 以下であるようにすることが好ましい。また、図11には、(53bで示す箇所にて)面55と平らになるように、(符号53aで示す箇所にて)トランスデューサ53を取り付けることが出来、または、これらが表面から見えないように僅かに埋め込まれるようにした、代替的に配置状態が示してある。

図7には、伝送(照射)を開始する用意が出来た歯の側壁61に図6のプロープが接近したときの、歯60の簡略化した外形が平面図で示してある。図6及び図11に関して上述したように、弾性的パッド52は、弛緩(リラックス)状態にあるとき、完全に皿状の形状をしている。図7に示すように、このプロープを歯の表面に接近させたとき、パッドは、たわんで曲率がより小さい湾曲面に適合し、また、このたわみに対する該パッドの僅かな抵抗は、各トランスデューサ53と歯の面61との間に設けられた、薄膜のような任意の種類の結合媒体を介して、確実に接触し易くする。かかる結合媒体は、例えば、図2の要素28のような手段によって提供してもよい。任意の結合媒体の薄膜は、歯の表面とプロープの作用面との間の適合性を害する程度が最小であるように可能な限り薄くする必要がある。図8には、別の角度から見たときの図7の歯及びプロープが示してある。

歯の簡単なC-スキャン(走査)から生じるディスプレイであっても、そのディスプレイを形成するときに、振幅及び経過時間に関する情報しか使用しないから、歯医者がそのディスプレイを解釈することは難しい。歯医者にとって、より有用なものは、その歯の輪郭内で重ね合わせた、歯の断面の実際的な臨床像である。かかるディスプレイは、要素49のようなプロープを使用して可能であり、このプロープには、典型的に、正規の離間距離のX-Y格子形態(例えば、100

$\mu\text{m}$ の四角の場合、 $10\text{--}50\mu\text{m}$ の離間距離)にてトランスデューサ53を配置することが出来る。当該アレー中の各トランスデューサは、単一のAースキャン(走査)に対し独創的なX-Y座標を付与する。このため、個々の各トランスデューサの既知X-Y座標を使用し、また、エナメル面(即ち、歯の輪郭)及び／

又は歯内のエコーを発生させる境界面からのエコーのAースキャン(走査)情報を使用することにより、歯の輪郭の三次元的像、及び全ての境界面(健康な組織と健康な組織との境界面、及び健康な組織と齧食部分との境界面の双方)の三次元的像を形成することが可能である。

X-Y座標及びZ超音波信号(即ち、Aースキャン(走査)信号)は、アレー中の要素の物理的な寸法及びその要素の数により制限される。理想的には、パッド52は、図7に関して上述したように、歯の表面の周囲で操作し易く、また、自然の表面の輪郭を包み込み得るように十分に小さくする。かかる小型のプロープを使用して、歯の全体の表示を得るためには、プロープが歯に対して連続的な位置にある状態の連続的なスキャン結果に基づいて複合ディスプレイを構成する必要がある。かかる位置は、図8に符号63-65で示してあり、こうした三つの位置で得られたエコーのスキャン(走査)結果を合計して得ることが可能なディスプレイは、図9に示してある。処理回路(図2の要素24)自体は、公知の方法にて位置63-65からの走査に適合し得るようにすることが可能であり、これは、単に、位置63、64からの走査間における、斜線で示した、例えば、重なり合い領域66のような二つの走査間の共通のエコー領域を「認識し」、その共通の領域を使用して、二つの走査を相互に「結合」させることにより行うことが出来る。これと代替的に、各歯の輪郭は、連続的に変化するという事実を利用することにより、連続的なスキャン同士の空間的な関係を推定することも可能である。このため、ある位置にて歯に接近したときに、プロープ49に生ずるたわみのパターンは、そのプロープを別の位置に動かしたときに、変化する。かかるたわみのパターンは、例えば、歪み計(図8に線67で図示)を可撓性のパッド52内に埋め込み、その出力を導線68により電子的な処理機構24に送り、該電子的な処理機構が、位置63、64にてプロープからの歪み計の出力を合計

し且つ分析することにより、例えば、重なり合い領域を「認識」することが可能である。図9において、位置63-65における走査から得られたディスプレイは、歯の輪郭70の少なくとも一部を含み（この部分は、例えば、典型的な歯の形状の予め記録した輪郭から得られ、この歯の形状に基づいて、歯医者は適当な輪郭を選択し、走査を開始する前に、その輪郭をディスプレイにプログラムを組

み込むことが出来る）、また、このディスプレイは、プローブの位置の真正面に位置するエナメル／象牙質の境界面、及び歯髄／象牙質の結合部の領域の表示を含む。また、この走査は、この例において、例えば、エナメル／象牙質の接続部71に一致する、齧食領域の一部の三次元的像73を含む。この領域73が平坦な端面74であることは、位置63-65にて得た三つの走査は、その領域の全体をカバーするには、不十分であることを示す。これが可能であるためには、位置65に重なり合う別の位置から更に走査することが必要となる。

歯医者及び患者の双方が歯として認識可能である有用なディスプレイを実現するための更に別の代替的な方法、又は方法の組み合わせは、勿論、可能である。例えば、スキャン前に、インキにより歯に格子パターンを描くことが出来、または、細かい線の格子を歯に実際に取り付けて、走査から生じるエコー信号がかかる格子パターンの情報を含み、その後、その格子パターンの情報を使用して、走査の位置を相関させることも可能である。更に別の代替例として、図10に線で示すように、プローブは、薄い可撓性のバンド80に取り付けたトランスデューサ（図示せず）を備えてもよく、このバンドは、走査中の歯を完全に囲繞し、また、スキャンを開始する前に、きつく締め付けて、歯の壁の周りにしっかりと完全に取り付けられるようにする。

典型的には、本発明によれば、図1の装置21、及び図6乃至図10の実施例のトランスデューサ53は、最高周波数が例えば、15-25MHz、特に、18-20MHzの帯域内にある超音波信号を発生させる。また、エナメル、象牙質及びむしばにおけるこの超音波の典型的な速度は、それぞれ4100、2750、1450m/秒であることが確認されている。また、歯内部の境界面及びむしばのような特徴部分から受け取ったエコーは、典型的に、その最高周波数が約5MHz、即ち、出力

信号の最高周波数の略1/4にしか過ぎない。

實際上、このことは、5MHzの最高周波数以上の殆どの周波数は、エコー信号が再度、トランスデューサに達する前に、歯を通過する間に、フィルタにかけられることを意味する。最高周波数値が比較的大きい信号を放出するトランスデューサを使用することの利点は、第一に、放出されるビームの方向性が向上する点である。第二に、プローブに必要とされる寸法である。即ち、最高周波数の値

が小さければ小さい程、プローブは大きくなる。

歯の象牙質のかたまり内におけるエナメル／象牙質の境界面、及びむしば部分から戻るエコーの周波数帯域の分析結果を示す、図3及び図4には、もう一つの予測せざる試験結果が示してある。これら二つの図面において、X軸の単位は、 $\text{Hz} \times 10^7$ である一方、Y軸は、任意の特定の周波数値から成る全帯域の相対的な比率を示す。周波数の値が約30MHz以上の場合、これらの帯域の値は、双方の図面にて同等であり、このため、健康な歯とむしばとを区別するためそのエコーを分析する何らの手段も無い。しかしながら、30MHz以下の場合、顕著な相違点がある。例えば、図3及び図4におけるX軸の値が20MHzの場合、Y軸の値は、それぞれ0.17及び0であり、X軸の値が10MHzの場合、対応するY軸の値は約1、及び例えば0.8である。図3及び図4におけるように、全てのエコー信号を「標準」と比較するために必要なアルゴリズムを電子制御機構（図2の符号24）に付与することにより、例えば、5MHz以上で且つ30MHz以下、特に、約20MHz付近において、むしばのエコーと健康な歯のエコーとの間に顕著な差が明らかとなり、この差から、その箇所の明確な記録を得ることが可能となる。

本発明による歯をスキャンする方法の特に有利な点は、VDU記録（図2の追加の要素32）を記憶する電子手段を追加することにより、歯医者は、患者に対し一回の治療時間で歯をスキャンし、その結果を記憶させ、その後の治療時に再度、スキャンし、記憶されたその前のスキャン記録と比較することにより、むしばの進行又はその他の異常を監視することが出来る。しかしながら、かかる比較の精度は、当然に、連続的に行われる走査が可能な限り同一であるか否かにより

決まる。歯医者がプローブを手で保持して且つ横断状に動かすならば、一回目の走査とその次の走査との間にて、姿勢、動作速度及びプローブの経路が著しく変化することは回避できない。図 6 乃至図 9 の多数トランスデューサのプローブに関して、特に連続的な走査を「組み合わせる」各種の方法について、説明した。図 5 には、特に、図 1 及び図 2 の単一トランスデューサのプローブに関して、連続的な走査を組み合わせる、更に別の手段が示してある。図 5 には、小型の液圧シリンダ 42 内で動き得るように取り付けられたピストン 41 のロッド 40 に取り付

けた図 2 のプローブ 20 が示してあり、このピストンを前進させ且つ後進させる動力の供給は、制御手段 43 により制御される。シリンダ 42 は、クリップ 44 に接続されており、該クリップにより、シリンダは、別の歯 (45) がスキャンされている間に、一方の歯の上に係止することにより、患者の口内に安定した状態にて保持することが出来る。制御装置 43 により、ピストン-シリンダ組立体 41-42 は、歯 45 の上方であごの線に略平行な方向に向けて、プローブ 20 の先端 26 を所定の速度及び反復可能な速度で前後に動かし、また、例えば、プローブ 20 とロッド 40 との間のばね負荷式接続部により、先端 26 は、圧力センサ 30 を作動させるのに十分な力で歯に接近することが出来る。

【図1】

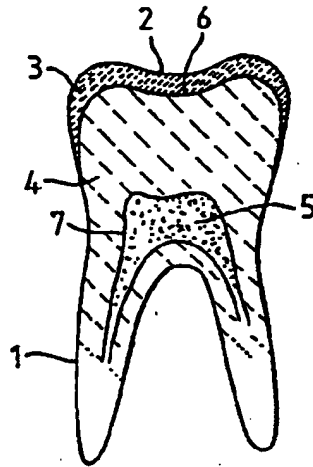


Fig. 1

【図2】

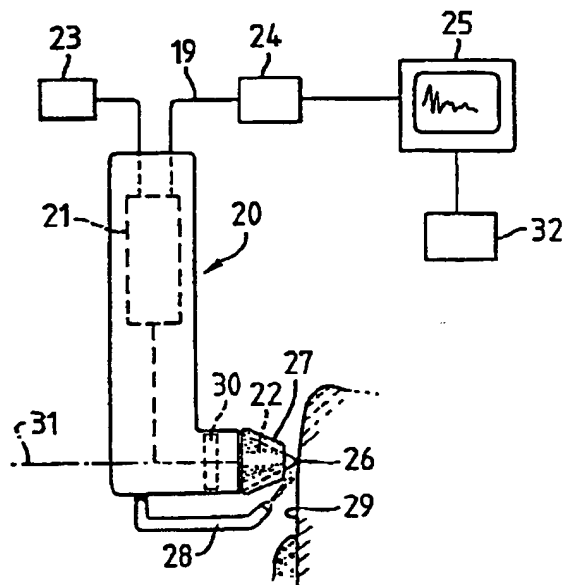


Fig. 2

【图3】

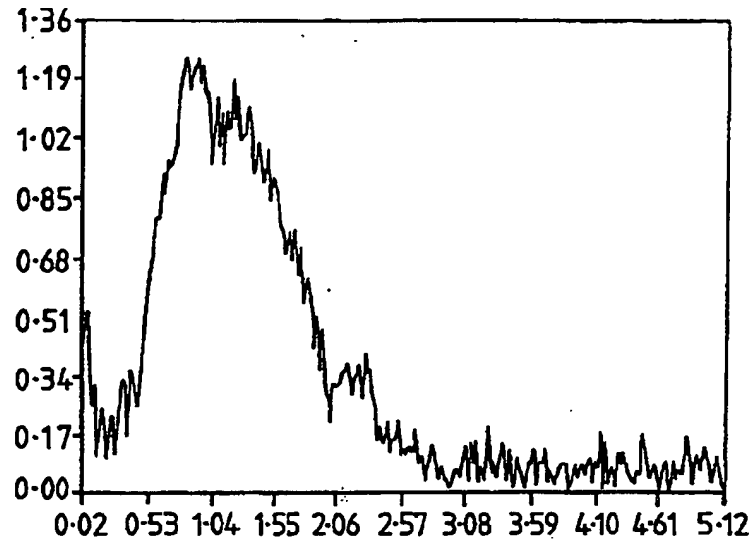


Fig. 3

【图4】

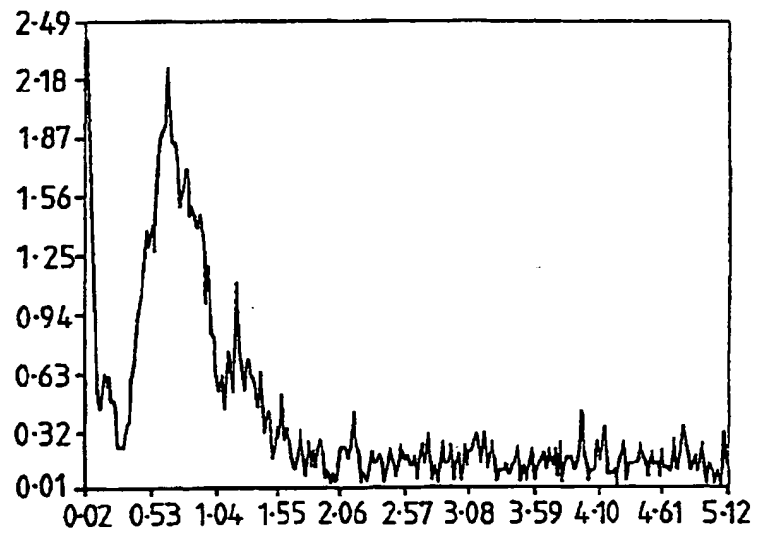


Fig. 4



【図5】

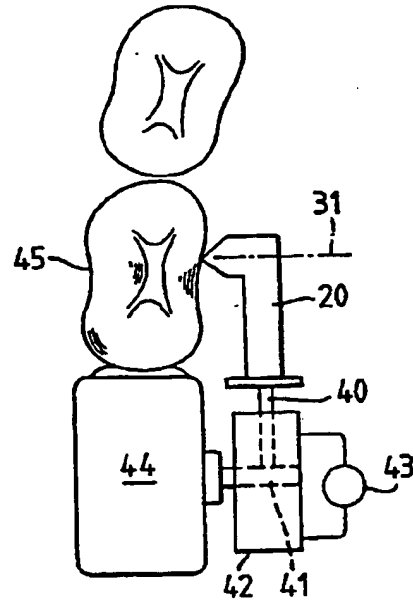


Fig. 5

【図6】

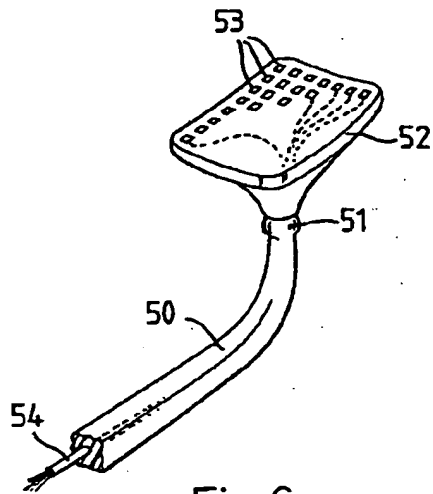


Fig. 6

【図7】

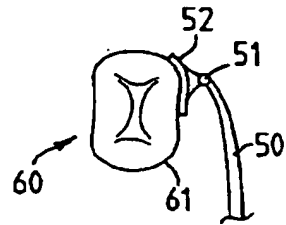


Fig. 7

【図11】

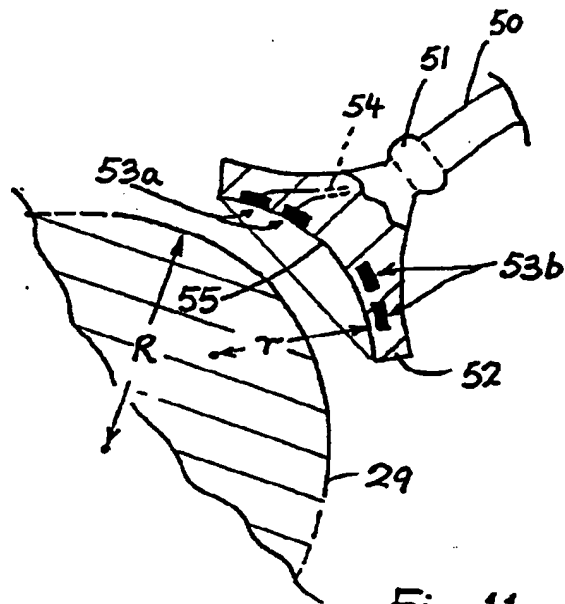


Fig. 11

【図8】

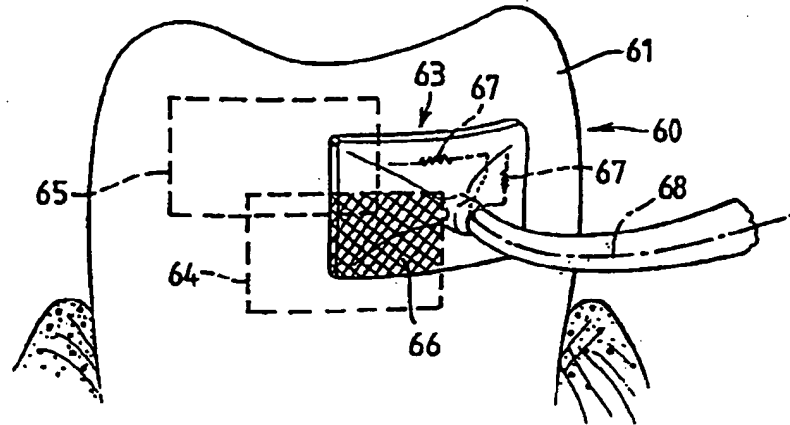


Fig. 8

【図9】

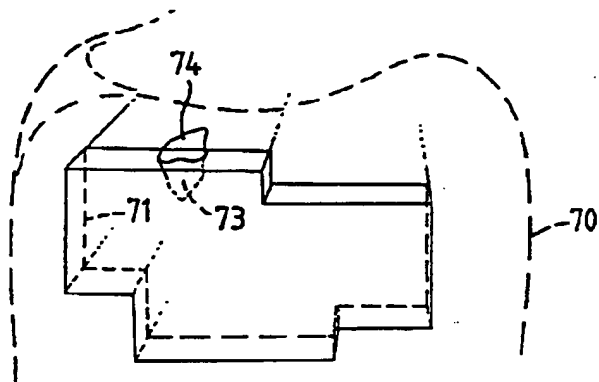


Fig. 9

【図10】

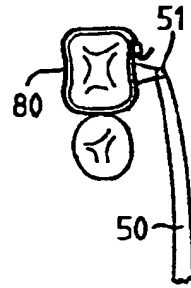


Fig. 10

## 【国際調査報告】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 6 A61C19/04 A61B8/08		International Application No. PCT/GB 94/01748
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 6 A61C A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO,A,89 03195 (HOLLING PARMA) 20 April 1989 see abstract see page 8, line 12 - line 13; figures 1-3	1,2,17
X	EP,A,0 353 209 (GIEMMECI) 31 January 1990 cited in the application see abstract see page 2, line 61 - page 3, line 2; figures 1,3,7	1,2,11, 17
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.		
* Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. "Z" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 11 November 1994		Date of mailing of the international search report 22.11.94
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax (+31-70) 340-3016		Authorized officer Papone, F

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

Int. Appl. No.

PCT/GB 94/01748

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO-A-8903195	20-04-89	GB-A- 2230339	17-10-90
		JP-T- 3501930	09-05-91
		NL-A- 8820789	02-07-90
		SE-B- 467039	18-05-92
		SE-A- 9001340	12-04-90
		US-A- 5115813	26-05-92
EP-A-0353209	31-01-90	NONE	

【要約の続き】

